

# ペーストなしで長時間計測可能な小型ワイヤレス脳波計の開発

## Development of pasteless wireless EEG sensor system

森川 幸治  
Koji Morikawa

松本 秋憲  
Akinori Matsumoto

パナソニック株式会社  
Panasonic Corporation

Development of pasteless wireless electroencephalogram (EEG) sensor system is described. Impedance monitoring and active electrodes are introduced to reduce noise from impedance changes caused due to body motion and to prevent noise from power line interference, respectively. Active electrode ASIC and readout ASIC are newly designed for the system. The system has a low input-referred noise ( $60\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ) and is packaged in a compact enclosure (38mm x 38mm x 16mm). The system is evaluated against different types of artefacts and possible applications with the system are discussed.

### 1. はじめに

簡易な脳波計測の実現は、病院内だけでなく家庭等での計測を可能にし、様々なユーザ状態を把握できる可能性がある。現在、病院や研究分野では品質の高い脳波(EEG)を計測するために電極装着前に皮膚の清拭等の前処理と、導電性ペーストを用いた電極の固定が行われている。これにより電極と皮膚の間の接触インピーダンスが低減できる。また計測環境としては、シールドルームのように商用電源からのハムノイズが混入しない工夫がなされている。これに対して日常生活では、このような前処理の実施や計測環境の準備はできない。

本研究では、導電性ペーストを使用しないドライ電極を用い、外部機器からのノイズ影響下でも計測可能な脳波計測システムを開発した。その特徴は、アクティブ電極とインピーダンス計測機能が実装されている点である。アクティブ電極は、電極とアクティブ素子(ユニティゲインバッファ)が一体化されたもので、ペーストなしのドライ電極の状況でも信号線のインピーダンスを低くできる。また、体動に起因するアーチファクトに関する情報を得るために、接触インピーダンス(IMP)と脳波の同時計測を行っている。アクティブ電極で計測した生体信号を増幅する読み出し回路 ASIC は、脳波とインピーダンスを分離し増幅することで同時記録ができる。

本稿では、アーチファクトの分類とその解決策を整理した後に、開発したシステムの評価結果を説明する。また、本システムは広く生体電位センサとして使用可能であり、心電図(ECG)、筋電図(EMG)、眼電図(EOG)も含めた生体信号の計測に活用可能であり、その応用範囲について示す。

### 2. 脳波計測システムの要件

日常生活における脳波計測の課題となる各種のアーチファクトと、その解決策を表1に示す。

電極から取得される電位差には、計測対象の EEG 信号だけでなく、背景脳波と呼ばれる計測したい信号以外の脳波成分(a)と、体内で発生する筋電(b)や眼電(c)も混入してくる。これらの体内で発生するアーチファクトは、信号処理アルゴリズムにより除去する必要がある。

また、体内/体外の境界では、電極の接触インピーダンスの連絡先: 森川幸治, パナソニック株式会社 先端技術研究所, 〒619-0237 京都府相楽郡精華町光台 3-4, morikawa.koji@jp.panasonic.com

変動(d)によるアーチファクトが生じ、これに対しては、接触インピーダンスの常時計測により、電極の変動に起因するアーチファクトを検出し、脳波の信号補正に用いる必要がある。また体外においては、ハムノイズ(e)や電極ケーブルの振動(f)によるアーチファクトが生じる。これに対し、アクティブ電極を用いることで、信号のリード線のインピーダンスを低くし、ハムノイズやケーブルの振動によるアーチファクトを低減できる。

表1 アーチファクトの分類と解決策

	場所	信号源	解決策
信号	脳内	脳波(EEG)	
		(a) バックグラウンドのEEG	信号処理
アーチファクト	体内	(b) 筋肉の運動(EMG) (c) 眼球運動(EOG)	信号処理 (信号分離・抽出)
	体内/体外の境界	(d) 電極-皮膚間の接触インピーダンス	リアルタイムのインピーダンスモニタリングによる信号補正
	体外	(e) ハムノイズ	アクティブ電極による低インピーダンス化
		(f) ケーブルの振動	

以上のように、家庭でヘルスケアモニタリングを可能にするためには、信号処理以外にも、ハードウェア的にインピーダンスモニタリングおよびアクティブ電極が必要である。

### 3. 開発した小型ワイヤレス脳波計

#### 3.1 システムの概要

我々は、上記の要件を満たすために、図1に示すアクティブ電極 ASIC と読み出し回路 ASIC のチップセットを搭載した小型のワイヤレス脳波計を開発した[Patki 2012].

本システムは、9個のアクティブ電極と、2枚で1対のモジュール基板(アナログ基板、およびデジタル基板)で構成される。アクティブ電極は、生体電極と専用の ASIC を一体化したものである。アナログ基板は、読み出し回路用 ASIC とパワーマネジメント回路等を搭載している。デジタル基板は、マイクロコントローラ、無線チップ等で構成される。

システムの動作について概略を説明する。アクティブ電極は、内蔵の電流源を用いて IMP を連続的に測定しながら、計測電極と参照電極間の EEG および IMP 信号をチョップ安定化方式でバッファリングする。読み出し回路 ASIC は、電極からの 8ch の混合信号(EEG+IMP)の直流成分を除去し、計装アンプ(TI および TC)で EEG および IMP に分離し、低域フィルタ処理を

行う。読み出した 8ch のデータ(EEG1~8, IMP1~8)は、内蔵の 12 ビット逐次比較型 AD 変換器にてサンプリング周波数 1kHz でデジタルコードに変換され、8ch 分の EEG, IMP のシリアルデータが MCU へ渡される。MCU は、読み出し回路 ASIC から 8ch 分のデータを読み出し、RF チップ経由で送信する。データは端末で受信され、その結果は端末のアプリに波形表示される。アクティブ電極用 ASIC は、高入力インピーダンス  $1.2\text{G}\Omega$  @10Hz かつ低消費電力(30 $\mu\text{W}$ )である。本システムは、入力換算ノイズ 0.6 $\mu\text{Vrms}$ (帯域 0.5~100Hz)、同相信号除去比(CMRR) 84dB を示し、および電極のオフセット電圧 $\pm 250\text{mV}$ を許容する。

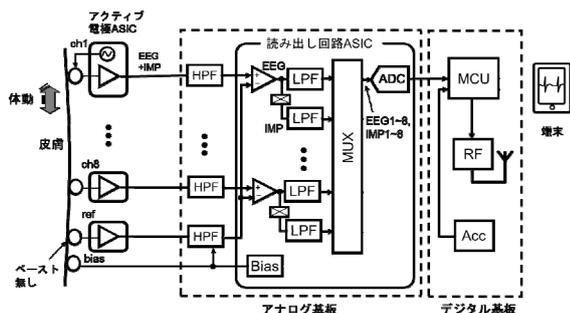


図1 ワイヤレス脳波計の構成

### 3.2 評価

本システムを用いて、ハムノイズとケーブル振動によるアーチファクトへの耐性の観点から、アクティブ電極の効果を評価した。

ハムノイズに対する感受性を定量化するため、シールドボックスにセンサを入れて隔離し、アクティブ電極の出力を一定量のノイズ(周波数 50Hz)下に置いた。50Hz の電力密度レベルは、アクティブ電極の入力部に、接触インピーダンス値に相当する抵抗素子を挟んで測定した。アクティブ電極有り無しの場合を比較すると、アクティブ電極を用いた場合は、抵抗の増加にもかかわらず、低いノイズレベルを保つことが確認された。これは、アクティブ電極がハムノイズへの優れた耐性を持つことを示す。

次に、ケーブル振動によるアーチファクト耐性について評価した。周波数 10Hz で電極のケーブル(長さ 80cm)を振動させ、アクティブ電極の出力の周波数特性を測定した。アクティブ電極有り無しについて比較すると、アクティブ電極有りの場合のノイズレベルは、アクティブ電極無しの場合よりも低くなることが確認された。アクティブ電極の出力が低インピーダンスであるため、ケーブル振動によるアーチファクトを低減することが分かる。以上の評価結果は[Patki2012]に詳細に示した。

### 4. プロトタイプとアプリケーション例

ワイヤレス生体電位センサモジュールのプロトタイプの写真を図2に示す。生体電位センサをウェアラブル機器に用いるために、図1のシステムをコンパクトな筐体にパッケージ化した[Morikawa 2013]。

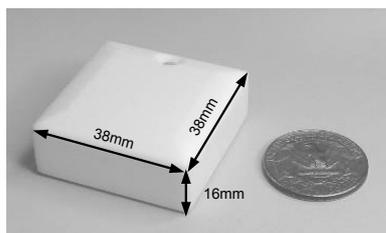


図2 作製したプロトタイプ

本プロトタイプは、1ch の生体電位が測定可能である。筐体の寸法は 38mm x 38mm x 16mm であり、重さは、充電電池と、測定用と参照用のアクティブ電極各 1 個を含め 23.5g である。チャンネルのトータルゲインは 1200 で、入力信号のダイナミックレンジは 1.5mVp-p と、1 $\mu\text{V}$  から 1mV 程度の広範囲にわたる微小信号が入力可能である。電極には、分圧電極が小さい銀塩化銀(Ag/AgCl)電極を採用した。

本脳波計は、様々なアプリケーションに適用可能である。ブレイン・マシン・インターフェース(BMI)[Wolpaw 2002]が、一般に普及していない原因の一つは、小型でかつ信頼性の高い脳波計が少ないためである。また睡眠モニタリングでは、睡眠段階を判定するために、脳や目、あごから複数 ch の生体電位を取得する必要がある。本脳波計は最大 8Ch の電位計測が可能であり、ワイヤレスなことから被験者を無拘束のまま信号が計測出来るため、睡眠モニタリングの質が向上する。

補聴器のフィッティング[Adachi 2012]では、脳波が聴覚の能力を可視化できる特徴を生かして、本センサを搭載したヘッドセットが使用できる。センサが小型で、かつシールドされていない場所でも信頼性の高いデータを取得できるので、補聴器店でも使用可能である。ドライバモニタリングにおいては、運転中の脳波は睡眠や注意散漫検出のための有効な指標である。

本センサは、脳波以外の生体信号計測にも使用可能である。低電力で小型な特徴を生かした 24 時間ホルター心電計や、スポーツ・フィットネス分野での心電計に展開可能である。また、筋電計測による運動解析や、眼電計測による眼球運動解析も可能となる。

### 5. 結論

本提案のアクティブ電極を用いた小型ワイヤレス脳波計により、日常的な健康モニタリングが可能になる。アクティブ電極と、電極の接触インピーダンスのモニタリングにより、信号品質を向上させ、ペーストレスで、気軽に脳波計測ができるようになる。

今後は、長時間の生体電位記録、インピーダンス計測値からの電位信号の補正等を進める予定である。

### 参考文献

- [Patki 2012] S. Patki, B. Grundlehner, A. Verwegen, S. Mitra, J. Xu, A. Matsumoto, R. F. Yazicioglu and J. Penders, "Wireless EEG system with Real Time Impedance Monitoring and Active Electrodes," IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, pp. 108-111, 2012.
- [Morikawa 2013] K. Morikawa, A. Matsumoto, S. Patki, B. Grundlehner, A. Verwegen, J. Xu, S. Mitra and J. Penders, "Compact Wireless EEG System with Active Electrodes for Daily Healthcare Monitoring," IEEE International Conference on Consumer Electronics, pp. 208-209, 2013.
- [Wolpaw 2002] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-Computer interfaces for communication and control," Clinical Neurophysiology, vol. 113, pp. 767-791, 2002.
- [Adachi 2012] S. Adachi, K. Morikawa, Y. O. Kato, J. Ozawa, and H. Nittono, "Estimating Uncomfortable Loudness Levels using Evoked Potentials to Auditory Stimuli for Hearing Aid Fitting," 34th Annual International Conference on the IEEE EMBS, pp. 2108-2111, 2012.